

PATENT ABSTRACTS OF JAPAN

A12

(11)Publication number : 2002-306417
(43)Date of publication of application : 22.10.2002

(51)Int.Cl. A61B 3/10

(21)Application number : 2001-120002 (71)Applicant : TOPCON CORP
(22)Date of filing : 18.04.2001 (72)Inventor : HIROHARA YOKO
MIHASHI TOSHIBUMI

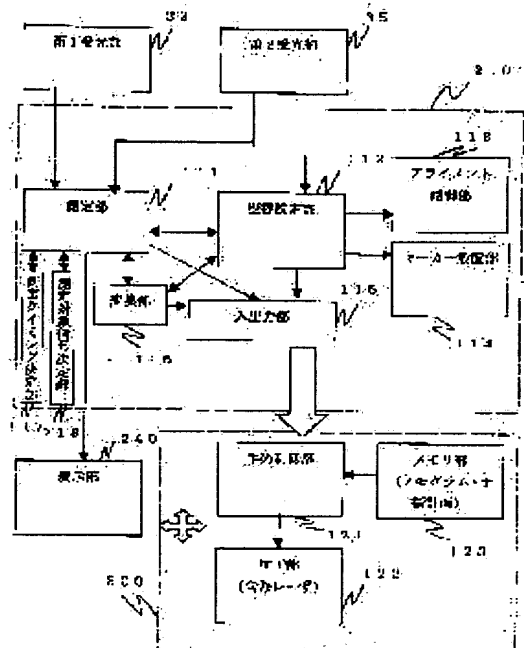
(30)Priority
Priority number : 2001033945 Priority date : 09.02.2001 Priority country : JP

(54) EYE CHARACTERISTICS MEASURING INSTRUMENT

(57)Abstract:

PROBLEM TO BE SOLVED: To measure eye characteristics and a cornea shape of an eye at the same or almost same time by taking in first and second signals at the same time.

SOLUTION: A computed part 210 takes in the light detection signal (first signal) (4) from the first light detection part 23 and the light detection signal (second signal) (7) from the second light detection part 35 in the same or almost same time to calculate not only the eye characteristics on the basis of the first signal, but also the cornea shape on the basis of the second signal. A measuring timing determination part 117 determines the measuring timings of the first and second signals to be measured and computed on the basis of the first and/or second signals. The measuring timing determination part 117 uses at least one of the wink of the eye, the defectiveness of a lacrimal layer, the caliber deficiency of the pupil, the opening deficiency of an eyelid as a predetermined measuring timing determination factor. A measuring object signal determination part 118 determines the first and second signals and an operator judges whether the measurement due to the predetermined measuring timing determination factor is proper on the basis of the first signal and/or the second signal to determine the measuring signal.



LEGAL STATUS

[Date of request for examination]
[Date of sending the examiner's decision of rejection]
[Kind of final disposal of application other than the examiner's decision of rejection or application converted registration]
[Date of final disposal for application]
[Patent number]
[Date of registration]
[Number of appeal against examiner's decision of rejection]
[Date of requesting appeal against examiner's

decision of rejection]

[Date of extinction of right]

Copyright (C); 1998,2003 Japan Patent Office

(19)日本国特許庁 (J P)

(12) 公開特許公報 (A)

(11)特許出願公開番号
特開2002-306417
(P2002-306417A)

(43)公開日 平成14年10月22日(2002. 10. 22)

(51)Int.Cl.⁷

A 6 1 B 3/10

識別記号

F I

A 6 1 B 3/10

テーマコード(参考)

M

H

審査請求 未請求 請求項の数24 O L (全 21 頁)

(21)出願番号 特願2001-120002(P2001-120002)

(22)出願日 平成13年4月18日(2001. 4. 18)

(31)優先権主張番号 特願2001-33945(P2001-33945)

(32)優先日 平成13年2月9日(2001. 2. 9)

(33)優先権主張国 日本 (J P)

(71)出願人 000220343

株式会社トプコン

東京都板橋区蓮沼町75番1号

(72)発明者 広原 陽子

東京都板橋区蓮沼町75-1 株式会社トプ
コン内

(72)発明者 三橋 俊文

東京都板橋区蓮沼町75-1 株式会社トプ
コン内

(74)代理人 100107010

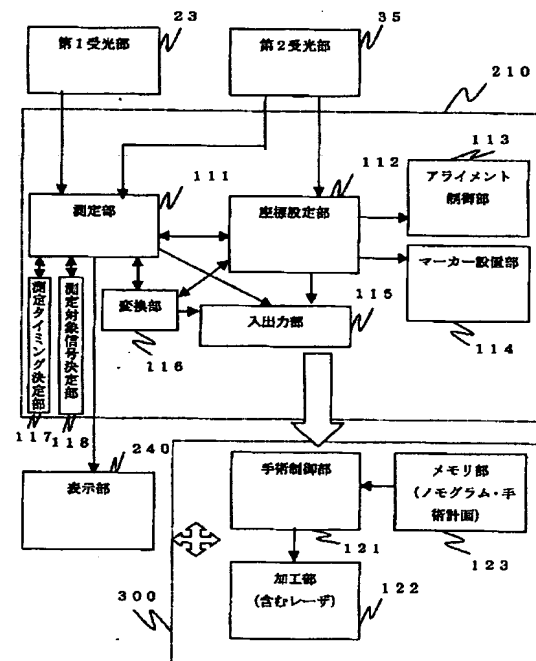
弁理士 橋爪 健

(54)【発明の名称】 眼特性測定装置

(57)【要約】

【課題】 第1信号及び第2信号を同時に取り込み、被測定眼の光学特性及び角膜形状を同時又は略同時に測定する。

【解決手段】 演算部210は、第1受光部23からの受光信号(第1信号)④、第2受光部35からの受光信号(第2信号)⑦を同じ又は略同じタイミングで取り込み、第1信号に基づき被検眼の光学特性を求め、第2信号に基づき被検眼角膜形状を求める。測定タイミング決定部117は、測定演算を行う対象である第1信号及び第2信号の測定タイミングを、第1及び/又は第2信号に基づき、決定する。測定タイミング決定部117は、所定の測定タイミング決定要因として、被検眼の瞬き、涙液層の不良、瞳孔径の不足、開瞼不足等のうち少なくともひとつを用いる。測定対象信号決定部118は、測定演算を行う対象である第1信号及び第2信号を決定する。測定対象信号決定部118は、第1信号及び/又は第2信号に基づき、所定の測定タイミング決定要因による測定適否を判断し、測定対象信号を決定する。



【特許請求の範囲】

【請求項1】近赤外の第1波長の第1光束を発する第1光源部と、

上記第1光源部からの光束で被検眼網膜上の微小な領域を照明するための第1照明光学系と、

上記第1光源部からの第1光束が被検眼網膜から反射された第1反射光束の一部を、少なくとも実質的に17本のビームに変換する第1変換部材を介して受光するための第1受光光学系と、

上記第1受光光学系により導かれた第1受光光束を受光し、第1信号を形成する第1受光部と、

近赤外であって第1光束の第1波長よりも長い波長である第2波長の第2光束を発する第2光源部と、

上記第2光源からの第2光束で被検眼角膜付近を所定のパターンで照明する第2照明光学系と、

上記第2光源部からの第2光束が被検眼角膜付近から反射された第2反射光束を受光するための第2受光光学系と、

上記第2受光光学系により導かれた第2受光光束を受光し、第2信号を形成する第2受光部と、

上記第1受光部と上記第2受光部からの第1及び第2信号を同じ又は略同じタイミングで取り込み、上記第1受光部からの第1信号に基づき被検眼の光学特性を求め、上記第2受光部からの第2信号に基づき被検眼角膜形状を求める演算部とを備えた眼特性測定装置。

【請求項2】上記演算部は、測定演算を行う対象である第1信号及び第2信号の測定タイミングを、第1及び／又は第2信号に基づき決定する測定タイミング決定部をさらに備えたことを特徴とする請求項1に記載の眼特性測定装置。

【請求項3】上記測定タイミング決定部は、所定の測定タイミング決定要因として、被検眼の瞬き、涙液層の不良、瞳孔径の不足、開瞼不足のうち少なくともひとつを用いることを特徴とする請求項2に記載の眼特性測定装置。

【請求項4】上記測定タイミング決定部は、第1信号に基づき、第1の測定タイミング決定要因による適否を判断し、第2信号に基づき、第2の測定タイミング決定要因による適否を判断し、これらの判断に応じて、第1信号及び第2信号の測定タイミングを決定することを特徴とする請求項3に記載の眼特性測定装置。

【請求項5】上記第1の測定タイミング決定要因は、被検眼の瞬き、涙液層の不良、瞳孔径の不足、開瞼不足のうち少なくともひとつであり、上記第2の測定タイミング決定要因は、被検眼の瞬き、涙液層の不良、瞳孔径の不足、開瞼不足、固視はずれのうち少なくともひとつであることを特徴とする請求項4に記載の眼特性測定装置。

【請求項6】上記測定タイミング決定部は、第1信号及び／又は第2信号に基づき、被検眼の瞬きを検出し、そ

の瞬きのタイミングに基づき、所定の測定可能範囲を設定し、さらに、第1信号又は第2信号の測定タイミング決定要因による適否に基づき、第1信号及び第2信号の測定タイミングを決定することを特徴とする請求項5に記載の眼特性測定装置。

【請求項7】上記第1信号又は第2信号についての測定タイミング決定要因は、瞳孔径、涙液層の状態、又は、瞼の開き具合のうち、少なくともひとつを選択的に設定されることを特徴とする請求項6に記載の眼特性測定装置。

【請求項8】上記測定タイミング決定部は、第1信号及び第2信号の測定タイミングを同じタイミングで決定することを特徴とする請求項1乃至18のいずれかに記載の眼特性測定装置。

【請求項9】上記演算部は、測定演算を行う対象である第1信号及び第2信号を決定する測定対象信号決定部をさらに備えたことを特徴とする請求項1に記載の眼特性測定装置。

【請求項10】上記測定対象信号決定部は、第1信号及び／又は第2信号に基づき、所定の測定タイミング決定要因による適否を判断し、これに応じて、第1信号及び第2信号の測定対象信号を決定することを特徴とする請求項9に記載の眼特性測定装置。

【請求項11】上記所定の測定対象信号決定要因は、被検眼の瞬き、涙液層の不良、瞳孔径の不足、開瞼不足のうち少なくともひとつであることを特徴とする請求項10に記載の眼特性測定装置。

【請求項12】上記測定対象信号決定部は、第1信号に基づき、第1の測定タイミング決定要因による適否を判断し、第2信号に基づき、第2の測定タイミング決定要因による適否を判断し、これらの判断に応じて、第1信号及び第2信号の測定タイミングを決定することを特徴とする請求項11に記載の眼特性測定装置。

【請求項13】上記第1の測定タイミング決定要因は、被検眼の瞬き、涙液層の不良、瞳孔径の不足、開瞼不足のうち少なくともひとつであり、

上記第2の測定タイミング決定要因は、被検眼の瞬き、涙液層の不良、瞳孔径の不足、開瞼不足、固視はずれのうち少なくともひとつであることを特徴とする請求項12に記載の眼特性測定装置。

【請求項14】上記演算部は、複数回取り込んだ第1信号に基づいて、被検眼の光学特性を求め、同じ又は略同じタイミングで複数回取り込んだ第2受光部からの第2信号に基づき、被検眼角膜形状を求めることを特徴とする請求項1乃至13のいずれかに記載の眼特性測定装置。

【請求項15】上記第1光源はスパールミネッセンスダイオードで形成され、第2光源は発光ダイオードで形成されていることを特徴とする請求項1乃至14のいずれかに記載の眼特性測定装置。

【請求項 16】上記第 1 波長は 840 nm であり、第 2 波長は 940 nm であることを特徴とする請求項 1 乃至 15 のいずれかに記載の眼特性測定装置。

【請求項 17】上記第 1 信号及び第 2 信号の測定適合条件が充足したときに、測定を自動的に開始、又は、その測定を許容することを特徴とする請求項 1 乃至 16 のいずれかに記載の眼特性測定装置。

【請求項 18】被検眼角膜へ平行光束を照明する第 3 照明光学系と、
第 2 受光部からの第 3 照明光学系による照明光の位置に基づき、被検眼の視線方向を検知する視線検知部とをさらに備え、

上記演算部は、上記視線検知部により固視はずれを検出したときに、測定を抑制することを特徴とする請求項 1 乃至 17 のいずれかに記載の眼特性測定装置。

【請求項 19】上記演算部は、連続測定モードを選択可能であって、連続測定モードにおいては、第 1 信号又は第 2 信号の測定適合条件が充足している場合に、所定間隔で第 1 信号及び第 2 信号の測定を行うことを特徴とする請求項 1 乃至 18 のいずれかに記載の眼特性測定装置。

【請求項 20】上記演算部は、連続測定モードを選択可能であって、連続測定モードにおいては、第 1 信号又は第 2 信号の測定適合条件が再度充足している場合に、自動的に測定を行うことを特徴とする請求項 1 乃至 18 のいずれかに記載の眼特性測定装置。

【請求項 21】上記演算部は、学習モードを選択可能であって、学習モードが選択された場合には、その測定の際の測定適合条件を記憶しておき、第 1 信号又は第 2 信号の測定適合条件の設定に反映させることを特徴とする請求項 1 乃至 18 のいずれかに記載の眼特性測定装置。

【請求項 22】上記演算部は、測定されたときの第 2 受光部の信号を記憶しておき、この第 2 受光部の信号を、測定データと共に表示部において表示可能とすることを特徴とする請求項 1 乃至 18 のいずれかに記載の眼特性測定装置。

【請求項 23】上記測定タイミング決定部は、さらに被測定者の脈拍に相当する信号を受け取り、脈拍に相当する信号に応じて、初回測定のタイミング時点の脈拍状態と略同じ状態でその後の測定タイミングを決定することを特徴とする請求項 1 乃至 18 のいずれかに記載の眼特性測定装置。

【請求項 24】上記測定タイミング決定部は、さらに被測定者の脈拍に相当する信号を受け取り、脈拍に相当する信号に応じて、所定の脈拍状態となったときに測定タイミングを決定することを特徴とする請求項 1 乃至 18 のいずれかに記載の眼特性測定装置。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】本発明は、眼特性測定装置に係り、特に、被検眼の光学特性及び角膜形状の測定タイミングを決定して、これらを同時又は略同時に測定する眼特性測定装置に関する。

【0002】

【従来の技術】近年、医学用に用いられる光学機器は、極めて多種多様な広がりを見せている。この光学機器は、特に、眼科では、眼の屈折、調節等の眼機能、眼球内部の検査を行う光学特性測定装置として普及している。また、これらの各種検査の測定結果は、例えば、検査対象となる患者の被測定眼がどのような測定タイミング決定要因下に置かれていたかが重要となる。

【0003】また、一般に、角膜トポグラフィは、角膜切開術・角膜切削術等の手術の結果予測、角膜移植後の臨床、近視・遠視用のコンタクトレンズの設計及び評価、角膜の診断・病気判定等、多数の用途に有効である。従来の角膜形状の測定方法としては、例えば、ブラシード円板技術、立体写真技術、モアレ技術、トポグラフィ干渉技術等がある。

【0004】この光学特性測定装置としては、例えば、眼底に点光源を投影して、ハルトマン板のような変換部材により所定数のビームに変換し、このビームを受光部で受光して眼の光学特性を測定する装置や、可視光によるブラチドリリングを用いて角膜形状を測定する角膜形状測定装置などが知られている。なお、本明細書中、被測定眼の光学特性を測定するために必要とされるハルトマン板を介して得られる信号を第 1 信号とし、同様に、被測定眼の角膜形状を測定するために必要とされる、ブラチドリリングを介して得られる信号を第 2 信号とする。

【発明が解決しようとする課題】

【0005】一般に、手動または自動でアライメントが調整された時点で、測定が手動または自動で開始されるが、測定時の CCD に付帯した座標系（CCD 座標）は、CCD とレンズを介して反対側の物体側（眼側）のその CCD 座標に対応する。そして、ハルトマン波面センサー（第 1 測定系）と角膜形状測定（第 2 測定系）は、それぞれの CCD ではほぼ同時であるが、厳密には同時でない時刻に測定される場合がある。このため測定中に、例えば、目が動くこと等が主因となり、第 1 測定系の CCD 座標系が、第 2 測定系の CCD 座標に対して等しくなる保証はない。また、前眼部像から瞳のエッジを得て、それをアライメントに利用することは既に行われている。しかし、ハルトマン像の取得タイミングと前眼部アライメント像の取得タイミングが完全に一致しない場合には、前眼部アライメント像だけでアライメントしたのでは、眼球運動等によりハルトマン測定のアライメントにずれが生じる可能性がある。このように、従来の光学特性測定装置では、被測定眼の光学特性及び角膜形状を同時に測定することが困難である場合が想定される。

【0006】本発明は、以上の点に鑑み、第1測定系の第1信号及び第2測定系の第2信号を同時又は略同時に取り込むことに相応しい構成とすることを目的とする。また、本発明は、第1信号及び第2信号を同時又は略同時に連続的に取り込むことに相応しい構成とすることを目的とする。また、本発明は、第1信号及び第2信号が測定に相応しい状態となったときに測定を行うことを目的とする。また、本発明は、測定に影響を与える複数の要因があるが、それぞれを検出しやすい信号でそれらの要因の適否を判断し測定タイミングを決定することで信頼性の高い測定結果を得られるような状態で測定を行うことを目的とする。

【0007】

【課題を解決するための手段】本発明の解決手段によると、近赤外の第1波長の第1光束を発する第1光源部と、上記第1光源部からの光束で被検眼網膜上の微小な領域を照明するための第1照明光学系と、上記第1光源部からの第1光束が被検眼網膜から反射された第1反射光束の一部を、少なくとも実質的に17本のビームに変換する第1変換部材を介して受光するための第1受光光学系と、上記第1受光光学系により導かれた第1受光光束を受光し、第1信号を形成する第1受光部と、近赤外であって第1光束の第1波長よりも長い波長である第2波長の第2光束を発する第2光源部と、上記第2光源部からの第2光束で被検眼角膜付近を所定のパターンで照明する第2照明光学系と、上記第2光源部からの第2光束が被検眼角膜付近から反射された第2反射光束を受光するための第2受光光学系と、上記第2受光光学系により導かれた第2受光光束を受光し、第2信号を形成する第2受光部と、上記第1受光部と上記第2受光部からの第1及び第2信号を同じ又は略同じタイミングで取り込み、上記第1受光部からの第1信号に基づき被検眼の光学特性を求め、上記第2受光部からの第2信号に基づき被検眼角膜形状を求める演算部とを備えた眼特性測定装置を提供する。

【0008】本発明の特徴のひとつとしては、例えば、第1受光部からの第1信号（又は、第1受光部で得られた光束の傾き角）に基づいて、被検眼の光学特性（例えば、屈折力）を測定すると共に、第2受光部からの第2信号に基づいて、角膜形状を測定する。本発明の他の特徴としては、例えば、被測定眼を縮瞳させずに、第1信号及び第2信号を同時に、又は、同時に複数回繰り返して取り込むことができる。本発明の他の特徴としては、例えば、測定に相応しい第1信号及び第2信号を取り込むタイミングを決定することができる。本発明の他の特徴としては、例えば、第1信号と第2信号とで、別々の要因を判定したり、第1信号又は第2信号だけで複数の要因を判定したり、一方、重要な要因（例えば、瞬き）については、第1信号と第2信号の両方を用いて判定することができる。

【0009】

【発明の実施の形態】以下、図面を用いて本発明の実施の形態を詳細に説明する。図1は、本発明に関する眼光学特性測定装置の概略光学系100を示す図である。

【0010】眼光学特性測定装置の光学系100は、例えば、対象物である被測定眼60の光学特性を測定する装置であって、第1照明光学系10と、第1受光光学系20と、第2受光光学系30と、共通光学系40と、調整用光学系50と、第2照明光学系70と、第2送光光学系80とを備える。なお、被測定眼60については、図中、網膜61、角膜62が示されている。

【0011】第1照明光学系10は、例えば、第1波長の光束を発するための第1光源部11と、集光レンズ12とを備え、第1光源部11からの光束で被測定眼60の網膜（眼底）61上の微小な領域を、その照明条件を適宜設定できるように照明するためのものである。なお、ここでは、一例として、第1光源部11から発せられる照明用の光束の第1波長は、赤外域の波長（例えば、840nm、780nm等）である。

【0012】また、第1光源部11は、空間コヒーレンスが大きく、時間コヒーレンスが小さいものが望ましい。ここでは、第1光源部11は、例えば、スーパーミッセンスタイオード（SLD）であって、輝度の高い点光源を得ることができる。なお、第1光源部11は、SLDに限られるものではなく、例えば、空間コヒーレンス、時間コヒーレンス大きいレーザー等であっても、回転拡散板等を挿入し、適度に時間コヒーレンスを下げることによって、利用することができる。さらに、空間コヒーレンス、時間コヒーレンスが小さいLEDであっても、光量さえ十分であれば、例えば、光路の光源の位置にピンホール等を挿入することによって、利用することができる。

【0013】第1受光光学系20は、例えば、コリメートレンズ21と、被測定眼60の網膜61から反射して戻ってくる光束（第1光束）の一部を、少なくとも、17本のビームに変換する変換部材であるハルトマン板22と、このハルトマン板22で変換された複数のビームを受光するための第1受光部23とを備え、第1光束を第1受光部23に導くためのものである。また、ここでは、第1受光部23は、リードアウトノイズの少ないCCDが採用されているが、CCDとしては、例えば、一般的な低ノイズタイプ、測定用の1000×1000素子の冷却CCD等、適宜のタイプのものを適用することができる。

【0014】第2照明光学系70は、第2光源72と、ブラチドリング71を備える。なお、第2光源72を省略することもできる。図2に、ブラチドリングの構成図の一例を示す。ブラチドリング（PLACIDO'S DISC）71は、図示のように、複数の同心輪帯からなるパターンの指標を投影するためのものである。な

お、複数の同心輪帯からなるパターンの指標は、所定のパターンの指標の一例であり、他の適宜のパターンを用いることができる。そして、後述するアライメント調整が完了した後、複数の同心輪帯からなるパターンを投影することができる。

【0015】第2送光光学系80は、例えば、後述するアライメント調整及び座標原点、座標軸の測定・調整を主に行うものであって、第2波長の光束を発するための第2光源部31と、集光レンズ32と、ビームスプリッター33を備える。

【0016】第2受光光学系30は、集光レンズ34、第2受光部35を備える。第2受光光学系30は、第2照明光学系70から照明されたブラチドリング71のパターンが、被測定眼60の前眼部又は角膜62から反射して戻ってくる光束(第2光束)を、第2受光部35に導く。また、第2光源部31から発せられ被測定眼60の角膜62から反射し、戻ってくる光束を第2受光部35に導くこともできる。なお、第2光源部31から発せられる光束の第2波長は、例えば、第1波長(ここでは、840nm)と異なると共に、それより長い波長を選択できる(例えば、940nm)。

【0017】共通光学系40は、第1照明光学系10から発せられる光束の光軸上に配され、第1及び第2照明光学系10及び70、第1及び第2受光光学系20及び30、第2送光光学系80等に共通に含まれ得るものであり、例えば、アフォーカルレンズ42と、ビームスプリッター43、45と、集光レンズ44とを備える。また、ビームスプリッター43は、第2光源部31の波長を被測定眼60に送光(反射)し、被測定眼60の網膜61から反射して戻ってくる第2光束を反射し、一方、第1光源部11の波長を透過するようなミラー(例えば、ダイクロミックミラー)で形成される。ビームスプリッター45は、第1光源部11の波長を被測定眼60に送光(反射)し、被測定眼60の網膜61から反射して戻ってくる第1光束を、透過するようなミラー(例えば、ダイクロミックミラー)で形成される。このビームスプリッター43、45によって、第1及び第2光束が、互いに他方の光学系に入りノイズとなることがない。

【0018】調整用光学系50は、例えば、後述する作動距離調整を主に行うものであって、第3光源部51と、第4光源部55と、集光レンズ52、53と、第3受光部54を備え、主に作動距離調整を行うものである。

【0019】つぎに、アライメント調整について説明する。アライメント調整は、主に、第2受光光学系30及び第2送光光学系80により実施される。

【0020】まず、第2光源部31からの光束は、集光レンズ32、ビームスプリッター33、43、アフォーカルレンズ42を介して、対象物である被測定眼60を略平行な光束で照明する。被測定眼60の角膜62で反

射した反射光束は、あたかも角膜62の曲率半径の1/2の点から射出したような発散光束として射出される。この発散光束は、アフォーカルレンズ42、ビームスプリッター43、33及び集光レンズ34を介して、第2受光部35にスポット像として受光される。

【0021】ここで、この第2受光部35上のスポット像を光軸上から外れている場合、眼光学特性測定装置本体を、上下左右に移動調整し、スポット像が光軸上と一致させる。このように、スポット像が光軸上と一致すると、アライメント調整は完了する。なお、アライメント調整は、被測定眼60の角膜62を第3光源部51により照明し、この照明により得られた被測定眼60の像が第2受光部35上に形成されるので、この像を利用して瞳中心が光軸と一致するようにしてもよい。

【0022】つぎに、作動距離調整について説明する。作動距離調整は、主に、調整用光学系50により実施される。まず、作動距離調整は、例えば、第4光源部55から射出された光軸付近の平行な光束を、被測定眼60に向けて照射すると共に、この被測定眼60から反射された光を、集光レンズ52、53を介して第3受光部54で受光することにより行われる。また、被測定眼60が適正な作動距離にある場合、第3受光部54の光軸上に、第4光源部55からのスポット像が形成される。一方、被測定眼60が適正な作動距離から前後に外れた場合、第4光源部55からのスポット像は、第3受光部54の光軸より上又は下に形成される。なお、第3受光部54は、第4光源部55、光軸、第3受光部54を含む面内での光束位置の変化を検出できればいいので、例えば、この面内に配された1次元CCD、ポジションセンシングデバイス(PSD)等を適用できる。

【0023】つぎに、第1照明光学系10と第1受光光学系20との位置関係を概略的に説明する。第1受光光学系20には、ビームスプリッター45が挿入されており、このビームスプリッター45によって、第1照明光学系10からの光は、被測定眼60に送光されると共に、被測定眼60からの反射光は、透過される。第1受光光学系20に含まれる第1受光部23は、変換部材であるハルトマン板22を通過した光を受光し、受光信号を生成する。

【0024】また、第1光源部11と被測定眼60の網膜61とは、共役な関係を形成している。被測定眼60の網膜61と第1受光部23とは、共役である。また、ハルトマン板22と被測定眼60の瞳孔とは、共役な関係を形成している。すなわち、アフォーカルレンズ42の前側焦点は、被測定眼60の瞳孔と略一致している。

【0025】また、第1照明光学系10と第1受光光学系20は、第1光源部11からの光束が、集光する点で反射されたとして、第1受光部23での反射光による信号ピークが最大となるように、連動して移動する。具体的には、第1照明光学系10と第1受光光学系20は、

10

20

30

40

50

第1受光部23での信号ピークが大きくなる方向に移動し、信号ピークが最大となる位置で停止する。これにより、第1光源部11からの光束は、被測定眼60上で集光する。

【0026】また、レンズ12は、光源11の拡散光を平行光に変換する。絞り14は、眼の瞳、あるいはハルトマンプレート22と光学的に共役の位置にある。絞り14は、径がハルトマンプレート22の有効範囲より小さく、いわゆるシングルパスの収差計測（受光側だけに目の収差が影響する方法）が成り立つ様になっている。

レンズ13は、上記を満たすために、実光線の眼底共役点を前側焦点位置に、さらに、眼の瞳との共役関係を満たすために、後側焦点位置が絞り14と一致するように配置されている。

【0027】また、光線15は、光線24とビームスプリッター45で共通光路になった後は、近軸的には、光線24と同じ進み方をする。但し、シングルパス測定的时候は、それぞれの光線の径は違い、光線15のビーム径は、光線24に比べ、かなり細く設定される。具体的には、光線15のビーム径は、例えば、眼の瞳位置で1mm程度、光線24のビーム径は、7mm程度になることもある（なお、図中、光線15のビームスプリッター45から眼底61までは省略している）。

【0028】つぎに、変換部材であるハルトマン板22について説明する。第1受光光学系20に含まれるハルトマン板22は、反射光束を複数のビームに変換する波面変換部材である。ここでは、ハルトマン板22には、光軸と直交する面内に配された複数のマイクロフレネルレンズが適用されている。また、一般に、測定対象部（被測定眼60）について、被測定眼60の球面成分、3次の非点収差、その他の高次収差までも測定するには、被測定眼60を介した少なくとも17本のビームで測定する必要がある。

【0029】また、マイクロフレネルレンズは、光学素子であって、例えば、波長ごとの高さピッチの輪帯と、集光点と平行な出射に最適化されたブレースとを備える。ここでのマイクロフレネルレンズは、例えば、半導体微細加工技術を応用した8レベルの光路長差を施したもので、高い集光率（例えば、98%）を達成している。

【0030】また、被測定眼60の網膜61からの反射光は、アフォーカルレンズ42、コリメートレンズ21を通過し、ハルトマン板22を介して、第1受光部23上に集光する。したがって、ハルトマン板22は、反射光束を少なくとも、17本以上のビームに変換する波面変換部材を備える。

【0031】図3は、本発明に関する眼光学特性測定装置の概略電気系200を示すブロック図である。眼光学特性測定装置に関する電気系200は、例えば、演算部210と、制御部220と、表示部230と、メモリ2

40と、第1駆動部250と、第2駆動部260と、入力部270及び付加測定部280とを備える。

【0032】演算部210は、第1受光部23と上記第2受光部35からの第1及び第2信号を同じ又は略同じタイミングで取り込み、第1受光部23からの第1信号に基づき被検眼の光学特性を求め、第2受光部35からの第2信号に基づき被検眼角膜形状を求める。演算部210は、第1受光部23から得られる受光信号（第1信号）④、第2受光部35から得られる受光信号（第2信号）⑦、第3受光部54から得られる受光信号（10）を入力すると共に、座標原点、座標軸、座標の移動、回転、全波面収差、角膜波面収差、ゼルニケ係数、収差係数、Strehl比、白色光MTF、ランドルト環パターン等を演算する。また、このような演算結果に応じた信号を、電気駆動系の全体の制御を行う制御部220と、表示部230と、メモリ240とにそれぞれ出力する。さらに、演算部210は、第1信号、第2信号、又は、第1信号と第2信号両方により、測定タイミング決定要因に基づき、測定可能期間を求める。演算部210は、連続測定モードを選択可能であって、連続測定モードにおいては、第1信号又は第2信号の測定適合条件が充足している場合に、所定間隔で第1信号及び第2信号の測定を行うことができる。また、演算部210は、連続測定モードにおいては、第1信号又は第2信号の測定適合条件が再度充足している場合に、自動的に測定を行うことができる。さらに、演算部210は、学習モード（例えば、測定タイミングに関する学習モード）を選択（切替）可能である。学習モードが選択された場合には、その測定の際の測定適合条件を記憶しておき、第1信号又は第2信号の測定適合条件の設定に反映させるようにしてもよい。この学習モードでは、例えば、熟練者の測定の際に、学習モードをONとして、その際の測定タイミングを記憶し、まばたきからの所定時間後を測定可能期間の設定の参考とするようにしてもよい。また、演算部210は、測定されたときの第2受光部の信号を記憶しておき、この第2受光部の信号を、測定データと共に表示部230において表示可能とすることができる。演算部210は、例えば、測定の際の前眼部像と測定結果とを関連付けてメモリ240に記憶して、この前眼部像及び測定結果を表示部230に表示することができる。なお、演算部210の詳細は後述する。

【0033】制御部220は、演算部210からの制御信号に基づいて、第1光源部11の点灯、消灯を制御したり、第1駆動部250及び第2駆動部260を制御するものであり、例えば、演算部210での演算結果に応じた信号に基づいて、第1光源部11に対して信号①を出力し、ブラチドリリング71に対して信号⑤を出力し、第2光源部31に対して信号⑥を出力し、第3光源部51に対して信号⑧を出力し、第4光源部55に対して信号⑨を出力し、さらに、第1駆動部250及び第2駆動

部260に対して信号を出力する。第1駆動部250は、例えば、演算部210に入力された第1受光部23からの受光信号④に基づいて、第1照明光学系10全体を光軸方向に移動させるものであり、図示しない適宜のレンズ移動手段に対して信号②を出力すると共に、このレンズ移動手段を駆動する。これにより、第1駆動部250は、第1照明光学系10の移動、調節を行うことができる。

【0034】第2駆動部260は、例えば、演算部210に入力された第1受光部23からの受光信号④に基づいて、第1受光光学系20全体を光軸方向に移動させるものであり、図示しない適宜のレンズ移動手段に対して信号②を出力すると共に、このレンズ移動手段を駆動する。これにより、第2駆動部260は、第1受光光学系20の移動、調節を行うことができる。入力部270は、例えば、測定モード、測定タイミング決定要因、測定可能期間（範囲）、連続モードの場合の連続測定回数等の各種選択を行うためのものである。測定モードとは、自動又はマニュアル、単発測定又は連続測定などを選択するためのものである。なお、測定モードとしてマニュアルが選択された場合、入力部270は、例えば、マニュアルで測定するためのファインダースイッチとなる。また、測定タイミング決定要因とは、第1受光部23から得られる受光信号（第1信号）④、第2受光部35から得られる受光信号（第2信号）⑦、又は、第1信号と第2信号の両方を用いて、適宜の要因により測定可否が設定されるものである。

【0035】付加測定部280は、例えば、脈拍測定を行う。付加測定部280により、脈拍を考慮した測定を行なうことができる。演算部210は、付加測定部280からさらに被測定者の脈拍に相当する信号を受け取り、脈拍に相当する信号に応じて、初回測定のタイミング時点の脈拍状態と略同じ状態でその後の測定タイミングを決定することができる。また、演算部210は、付加測定部280からさらに被測定者の脈拍に相当する信号を受け取り、脈拍に相当する信号に応じて、所定の脈拍状態となったときに測定タイミングを決定することもできる。このように、演算部210では、例えば、脈拍で測定タイミングを決定することができる。

【0036】図4に、本発明の眼特性測定装置の演算部に関する詳細構成図を示す。演算部210は、測定部111、座標設定部112、アライメント制御部113、マーカー設置部114、入出力部115、変換部116、測定タイミング決定部117、測定対象信号決定部118、視線検知部119を備える。なお、測定タイミング決定部117、測定対象信号決定部118は、いずれか一方を備えるようにしてもよい。また、視線検知部119は省略されてもよい。

【0037】第1受光部23は、被検眼眼底から反射して戻ってくる受光光束から第1受光信号を形成し、測定

部111に導く。第2受光部35は、被検眼前眼部の特徴部分及び／又は被検眼前眼部に形成されたマーカーに関する情報を含む受光光束から前眼部の情報を含む第2受光信号を形成し、測定部111及び座標設定部112に導く。

【0038】測定部111は、第1受光部からの第1受光信号に基づき、被検眼の屈折力又は角膜形状を含む光学特性を求める。測定部111は、特に、第1受光部23からの第1受光信号に基づき、眼光学特性測定を行う。また、測定部111は、特に、第2受光部35からの第2受光信号に基づき、角膜トポグラフィ測定等の角膜形状測定を行う。また、測定部111は、収差結果の演算、また必要に応じてアブレーション量を演算し、その演算結果を入出力部115を介して手術装置に出力する。また、測定部111は、複数回取り込んだ第1信号に基づいて、被検眼の光学特性を求め、同じ又は略同じタイミングで複数回取り込んだ第2受光部からの第2信号に基づき、被検眼角膜形状を求める。測定部111は、第1受光部23と上記第2受光部35からの第1及び第2信号を同じ又は略同じタイミングで取り込み、第1受光部23からの第1信号に基づき被検眼の光学特性を求め、第2受光部35からの第2信号に基づき被検眼角膜形状を求める。

【0039】座標設定部112は、第1及び第2受光信号に含まれる被検眼瞳に対応する第1及び第2座標系の信号を、それぞれ基準座標系の信号に変換する。座標設定部112は、第1及び第2座標系の各信号に基づき、瞳エッジと瞳中心を求める。

【0040】また、座標設定部112は、被検眼前眼部の特徴信号を含む第2受光信号に基づき、座標原点及び座標軸の向きを決定する。また、座標設定部112は、第2受光信号中の被検眼前眼部の特徴信号の少なくともいずれかひとつに基づき、座標原点、座標軸の回転や移動を求め、測定データと座標軸の関係付けを行う。なお、特徴部分は、瞳位置、瞳中心、角膜中心、虹彩位置、虹彩の模様、瞳の形状、リンバス形状の少なくとも一つを含むものである。例えば、座標設定部112は、瞳中心、角膜中心等の座標原点を設定する。座標設定部112は、第2受光信号に含まれる被検眼前眼部の特徴部分の像に対応する特徴信号に基づき座標系を形成する。また、座標設定部112は、第2受光信号に含まれる被検眼に設けられたマーカーについてのマーカー信号及び被検眼前眼部についての信号に基づき座標系を形成する。座標設定部112は、マーカー信号を含む第2受光信号に基づき、座標原点及び座標軸の向きを決定することができる。座標設定部112は、第2受光信号中のマーカー信号に基づいて、座標原点を求め、第2受光信号中の被検眼前眼部の特徴信号の少なくともいずれかひとつに基づき、座標軸の回転や移動を求め、測定データと座標軸の関係付けを行うことができる。または、座標

設定部112は、第2受光信号中の前眼部についての特徴信号の少なくともいずれかひとつに基づき座標原点を求め、第2受光信号中のマーカー信号に基づいて座標軸の回転や移動を求め、測定データと座標軸の関係付けを行うようにしてもよい。または、座標設定部112は、第2受光信号中の被検眼前眼部の特徴信号の少なくともいずれかひとつに基づき、座標原点、座標軸の回転や移動を求め、測定データと座標軸の関係付けを行うようにしてもよい。

【0041】変換部116は、測定部111により求められた被検眼の第1及び第2光学特性を、前記座標設定部により形成された各基準座標系により関係付けて合成する。また、変換部116は、座標設定部112が求めた瞳中心を原点とすることにより基準座標系に変換する。

【0042】第1照明光学系10と、第1受光光学系20と、第2受光光学系30と、共通光学系40と、調整用光学系50と、第2照明光学系70と、第2送光光学系80等のいずれかひとつ又は複数又は全ては、適宜光学系100のアライメント部に掲載される。アライメント制御部113は、第2受光部により得られた第2受光信号に基づく座標設定部112の演算結果に従い、被検眼の動きに応じてこのアライメント部を移動可能とする。マーカー設置部114は、座標設定部112により設定された座標系に基づき被検眼前眼部にこの座標系に関連づけられたマーカーを形成する。入出力部115は、測定部又は座標設定部からの、収差量、座標原点、座標軸、座標軸の回転、移動、アブレーション量等のデータや演算結果を手術装置に出力するためのインタフェースである。表示部240は、測定部111により求められた被検眼の光学特性を、上記座標設定部により形成された座標系との関係で表示を行う。

【0043】手術装置300は、手術制御部121、加工部122、メモリ部123を含む。手術制御部121は、加工部122を制御し、角膜切削等の手術の制御を行う。加工部122は、角膜切削等の手術のためのレーザを含む。手術メモリ部123は、切削に関するデータ、ノモグラム、手術計画等の手術のためのデータが記憶されている。

【0044】測定タイミング決定部117は、測定演算を行う対象である第1信号及び第2信号の測定タイミングを、第1及び／又は第2信号に基づき、決定する。測定タイミング決定部117は、所定の測定タイミング決定要因として、被検眼の瞬き、涙液層の不良、瞳孔径の不足、開瞼不足のうち少なくともひとつを用いる。測定タイミング決定部117は、第1信号に基づき、第1の測定タイミング決定要因による測定の適否を判断し、第2信号に基づき、第2の測定タイミング決定要因による測定の適否を判断し、これらの判断に応じて、第1信号及び第2信号の測定タイミングを決定する。第1の測定

タイミング決定要因は、被検眼の瞬き、涙液層の不良、瞳孔径の不足、開瞼不足のうち少なくともいずれかひとつであり、第2の測定タイミング決定要因は、被検眼の瞬き、涙液層の不良、瞳孔径の不足、開瞼不足、固視はずれのうち少なくともひとつとすることができる測定タイミング決定部117は、第1信号及び／又は第2信号に基づき、被検眼の瞬きを検出し、その瞬きのタイミングに基づき、所定の測定可能範囲を設定し、さらに、第1信号又は第2信号の測定タイミング決定要因による測定の適否に基づき、第1信号及び第2信号の測定タイミングを決定する。この際、第1信号又は第2信号についての測定タイミング決定要因は、瞳径、涙液層の状態、又は、瞼の開き具合のうち、少なくともひとつを選択的に設定されることができる。さらに、測定タイミング決定部117は、第1信号及び第2信号の測定タイミングを同時又は略同時タイミングで決定する。測定タイミング決定部117は、測定部111に、第1信号及び第2信号の測定適合条件が充足したときに、測定を自動的に開始、又は、その測定を許容する。

【0045】測定対象信号決定部118は、測定演算を行う対象である第1信号及び第2信号を決定する。測定対象信号決定部118は、第1信号及び／又は第2信号に基づき、所定の測定タイミング決定要因による測定の適否を判断し、これに応じて、第1信号及び第2信号の測定対象信号を決定する。所定の測定対象信号決定要因は、被検眼の瞬き、瞳孔径の不足、開瞼不足のうち少なくともひとつとすることができる。測定対象信号決定部118は、第1信号に基づき、第1の測定タイミング決定要因による測定の適否を判断し、第2信号に基づき、第2の測定タイミング決定要因による測定の適否を判断し、これらの判断に応じて、第1信号及び第2信号の測定タイミングを決定する。この際、第1の測定タイミング決定要因は、被検眼の瞬き、涙液層の不良、瞳孔径の不足、開瞼不足のうち少なくともひとつとし、第2の測定タイミング決定要因は、被検眼の瞬き、涙液層の不良、瞳孔径の不足、開瞼不足、固視はずれのうち少なくともひとつとすることができる。

【0046】視線検知部119は、被検眼角膜へ平行光束を照明する第3照明光学系と、第2受光部35からの第3照明光学系による照明光の位置に基づき、被検眼の視線方向を検知する。視線検知部119をさらに備えることで、演算部210の測定部111は、視線検知部により固視はずれを検出したときに、測定を抑制するようにしてもよい。ここで、上述の第1信号、第2信号により検出できる測定タイミング決定要因（ファクター）について説明する。なお、ここでは、演算部210の行う各種演算のうち、第1信号及び第2信号に関する測定演算について主に説明する。

【0047】図5は、第1信号及び第2信号に関する測定タイミング決定要因についての説明図である。テーブ

ル271は、第1信号と第2により検出できる測定タイミング決定要因を示す表であって、測定タイミング決定要因としては、例えば、まばたき、涙液層、瞳孔径、瞼の開き、固視状況を含む。また、固視状況については、瞳中心が頂点から所定距離内か大きくずれたかにより、測定可能か否かの適合性を判定することができる。また、第1信号及び第2信号の各測定タイミング決定要因に対応して付された、図中の◎印、○印、△印、×印は、それぞれ各信号により測定良好、測定可能、測定難、測定不可であることをそれぞれ示す。

【0048】テーブル272は、例えば、同じ測定タイミング決定要因を異なる信号、即ち、第1及び第2信号で検出する場合の測定に好適な適合条件を示す表であって、測定タイミング決定要因としては、テーブル271と同様に、まばたき、涙液層、瞳孔径、瞼の開き、固視状況を含む。また、ここでは、適合条件としては、固視状況は適当でなく(ー)、それ以外では良好(◎)である。また、テーブル273は、例えば、異なる測定タイミング決定要因又は同じ測定タイミング決定要因を、異なる信号で検出する場合の適合条件を示す表であって、各測定タイミング決定要因としては、第1信号でのみ検出できる内部異常が決定要因として追加され、これらの測定タイミング決定要因の組み合わせにより適合条件が示される。また、第1及び第2信号で同じ測定タイミング決定要因(まばたき、涙液層、瞳孔径、瞼の開き等)を検出する場合、適合条件は良好(◎)となる。また、第1及び第2信号で異なる測定タイミング決定要因を検出する場合、図示の組み合わせにより適合条件として使用可能なもの(○)となる。なお、第1信号では、ここでは、固視状況を精度よく測定できない場合が想定されるので、第1信号による固視状況を測定タイミング決定要因として使用することは条件に適合しないものとなる(ー)。

【0049】ここで、第1信号の測定タイミング決定要因による測定の適否判断について、演算部210とテーブル271～273で示した各測定タイミング決定要因とを関連付けて説明する。なお、入力部230は、第1信号の測定タイミング決定要因を、設定しない場合と設定する場合とを適宜選択できる。演算部210は、第1信号に基づき、例えば、第1受光部23で受光される領域点の数が所定レベルを超えたものがどの程度あるか、又は、第1受光部23で受光される信号レベルのピークのレベルが所定値を超えたものがどの程度あるかをカウントする。これにより、演算部210は、最終的に測定結果を得るのに十分なデータが入手できるかどうかを判定することができる。演算部210は、例えば、次のように測定の適否を判断することができる(テーブル271～273参照)。

・第1信号レベルが瞬間的に全体的に低下したかどうかを検出することにより、まばたきがあったことが判断さ

れる。

・第1信号レベルが一部周辺で低下したかどうかを検出することにより、瞼の開き具合が十分か否かが判断される。

・第1信号レベルの揺らぎがあるかどうかを検出することにより、涙液層が不安定か否かが判断される。

・第1信号レベルが周辺部で低下したかどうかを検出することにより、瞳孔径が縮瞳したか否かが判断される。

なお、本実施の形態による眼特性測定装置では、縮瞳については、光源として近赤外の光束を共に用いているので、眩しくなく縮瞳しないため連続測定を行うことができる。

【0050】つぎに、第2信号の測定タイミング決定要因による測定の適否判断について、演算部210とテーブル271～273で示した各測定タイミング決定要因とを関連付けて説明する。なお、入力部230は、第2信号に基づき、例えば、測定タイミング決定要因をひとつ又は複数の組み合わせで選択することができる。演算部210による第2信号の測定タイミング決定要因として、瞬き、瞳径、涙液層の状態、又は、瞼の開き具合がある。演算部210は、例えば、次のように測定の適否を判断することができる(テーブル271～273参照)。

・まばたきについては、まばたきを検出し直後に固定して測定することができる。このまばたきの種類としては、数秒つぶって開ける、ぎゅっとつぶる、数回続けて普通に軽くつぶるなどがある。また、測定の間隔としては、例えば、まばたきの直後、又は、過去の適切な測定可能経験値に基づいた一定秒後がある。なお、この適切な測定可能経験値は、例えば、熟練者による測定値及び解析結果と、間隔とを対応付けることにより、患者ごとの指定値を求め、より精度の高い測定結果を得るようにすることが期待できる。さらに、演算部210は、例えば、まばたきの直後は、一時的に縮瞳が起こるが、すぐに瞳孔が広がって少し安定し、涙液層も安定した頃となる数ms後が測定に都合が良く、このタイミングを利用して精度の高い前眼部画像データを算出できる。

・瞳が所定の径(例えば、暗視野で6φ)よりも大きいかどうかを検出することにより、瞳径が適当か否かが判断される。

・ブラチドリリング71によるパターン275の歪み、同心輪帯が途切れていないもしくは流動的なゆがみが生じていないかどうかを検出することにより、涙液層が適当か否かが判断される。

・リンバス径と瞼間隔の比が所定値以上かどうかを検出することにより、瞼の開き具合が適当か否かが判断される。

【0051】図6は、第1及び第2受光部により受光された画像の説明図である。第1受光部により受光されたハルトマン像274は、例えば、被測定眼60からの反

10

20

30

40

50

射光に基づいた画像であって、この反射光がハルトマン板 22 を介して概ね外側に広がった光束として第 1 受光部 23 上に受光された場合での複数の領域点 (図中、円状、楕円状等) を含む。この例のハルトマン像 274 に含まれる複数の領域点は、例えば被測定眼 60 の涙液層がやぶれている又は薄い又は厚い部分では、楕円状態又は領域点自体が見えない状態と複数の領域点の配列は、不均一な状態になっている。また、ハルトマン像 274 に関する光信号は、電気信号に変換され、上述の第 1 信号として演算部 210 に入力 (又は、取り込まれる) される。第 2 受光部により受光されたブラチドリリング像 275 では、被測定眼 60 の涙液層がやぶれている又は薄い又は厚い部分では、像に含まれる同心輪帯の輪が途切れて観測される。また、ブラチドリリング像 275 に関する光信号は、電気信号に変換され、上述の第 2 信号として演算部 210 に入力 (又は、取り込まれる) される。

【0052】つぎに、本発明の関する眼特性測定装置による動作についてタイムチャート及びフローチャートを用いて説明する。演算部 210 では、測定タイミングの決定に関する、測定タイミング決定要因の数 (ひとつ又は複数)、第 1 信号と第 2 信号の組み合わせ (第 1 及び／又は第 2 信号、第 1 及び第 2 信号、第 1 信号のみ) により、複数の演算パターンが実行される (後述の 4 つのフローチャートを参照)。具体的には、演算部 210 は、例えば、第 1 信号及び第 2 信号の信号を複数回取り込んで測定を行う。また、演算部 210 は、例えば、測定タイミングを決定する測定タイミング決定部 117 又は測定対象信号決定部 118 又は両決定部を備え、これにより、第 1 及び／又は第 2 信号に基づき、所定の測定タイミングを決定する要因による測定の適否を判定して、この判定に基づいて、第 1 信号及び第 2 信号の測定タイミングを決定又は測定対象信号を選択する。以下各実施の形態について説明する。

【0053】(1) 第 1 の実施の形態

図 7 に、眼特性測定についての第 1 の実施の形態の説明図を示す。この第 1 の実施の形態は、例えば、第 1 信号及び／又は第 2 信号で、測定タイミング決定要因をチェックして測定タイミングを決定する場合の動作を示している。

【0054】測定モードとしては、例えば、自動又はマニュアルと、単発又は連続との組み合わせにより、自動 (単発) モード 93、マニュアル (単発) モード 94、自動連続モード 95 及びマニュアル連続モードがそれぞれ入力部 270 により選択可能である。まず、各測定モードにおける測定タイミングの決定についての概略を、時間軸に沿って説明する。例えば、演算部 210 の測定タイミング決定部 117 は、第 1 信号、第 2 信号、又は両信号を入力し、測定可能かどうかを判定する (測定判断期間 90)。測定可能と判断されると、所定の測定可能期間 91 が設定される。測定可能期間 91 の長さは、

入力部 270 等により予め定められる。測定可能期間 91 が経過後、測定不可期間 92 となる。なお、測定タイミング決定部 117 は、測定可能かどうかは、第 1 信号、第 2 信号、又は、第 1 信号と第 2 信号両方の測定タイミング決定要因 (ファクター) に基づいた測定条件により判断する。

【0055】自動モード 93 は、例えば、設定されている測定条件がすべて満足したタイミングで自動的に測定を開始するモードであって、測定可能期間 91 になると直ぐに測定、又は、 Δt 後に測定する。なお、 Δt の値は、入力部 270 等により適宜設定できる。マニュアルモード 94 は、例えば、設定されている測定条件がすべて満足したときから、所定の時間測定待機期間として定められ、その測定可能期間 91 は、適宜の表示部 230 の表示により操作者に表示される。なお、表示部としては、例えば、入力部 270 に表示ランプ、ファインダスイッチなどを取り付けるようにしてもよい。この測定可能期間 91、操作者により入力部 270 のファインダ等を用いて測定指示がなされ、演算部 210 により第 1 及び第 2 信号が測定される。また、この測定指示は、測定可能期間 91 では許可されるが、測定不可期間 92 では非許可となる。なお、この測定可能期間 91 内では、複数回操作者の指示により、測定が可能である。

【0056】自動連続モード 95 は、例えば、設定されている測定条件が満足している間、測定可能期間 91 になると直ぐに測定、又は、 Δt 後に測定するモードであって、さらに、入力部 270 等で予め定められた所定の回数 (又は、所定の間隔 δt) で連続的に測定を行う。なお、 δt の値は、入力部 270 等により適宜設定できる。

【0057】マニュアル連続モード 96 は、例えば、設定されている測定タイミング決定要因がすべて満足したときから、測定可能期間 (ここでは、測定待機状態) 91 となり、この測定可能期間 91 での操作者による測定指示により測定するモードであって、測定指示から所定の回数、所定の間隔 δt で連続的に測定を行う。なお、 δt の値は、入力部 270 等により予め適宜設定できる。また、測定指示は、最後の測定タイミングが測定可能期間 91 の場合は測定が許可されるが、それが測定不可期間 92 となる場合測定は非許可となる。

【0058】図 8 は、本発明に関する眼光学特性測定装置の動作を示す第 1 の実施の形態のフローチャートである。まず、測定者 (操作者) により測定対象物である被測定眼 60 の測定が開始され、入力部 270 により測定モードの選択 (自動モード 93、マニュアルモード 94、自動連続モード 95 及びマニュアル連続モード 96 のいずれか) が行われる (S101)。

【0059】第 2 受光部 35 からの信号は、表示部 230 のモニタ画面上に前眼部像として形成される (S103)。つぎに、角膜の頂点反射光をアライメントターゲ

10

20

30

40

50

ットにして横方向（角膜頂点と装置の光軸、XY方向）のアライメントを行い、また、Zアライメント装置により、縦方向（深度方向、Z方向）のアライメントがなされる（S105）。光学特性測定装置100は、アライメントが完了したか判定する（S107）。このように、アライメント調整が不十分であれば、再び、ステップS105に戻り、アライメントの調整が行われる。

【0060】つぎに、光学特性測定装置100は、入力部270により設定された測定タイミング決定要因に従い、第1光源及び／又は第2光源を点灯する（S109）。演算部210の測定タイミング決定部117は、測定タイミング決定要因に従い、測定タイミングとしての期間である測定可能期間91の設定が可能かどうかを判定する（S113）。測定タイミング決定部117が、各測定タイミング決定要因に応じた決定条件に従い、測定可能であると判断すると、測定可能期間内で、演算部210は、例えば、表示部230又は入力部270に含まれるランプ又はスピーカなどにより、測定可能期間91を視聴可能なようにする（S114）。なお、自動モード（単一、連続）のときは、ステップS114は省略可能である。

【0061】つぎに、測定可能期間内で選択されたモードに応じて、光学特性測定装置100は、第1光源、第2光源を点灯する（S115）。演算部210は、例えば、第1及び第2信号を同時又は略同時に取り込む（S117）。第1測定系においては、ステップS103では、ハルトマン像についての第1受光信号を低ノイズのCCD等の第1受光部23を使って取り込む。一方、第2測定系においては、ステップS191で示すように、第1受光信号の取り込みとほぼ同時に、第2受光部35により前眼部像についての第2受光信号の取り込みも行われる。上述のように、自動モード93では、測定可能期間91の開始タイミング直後又は Δt 後、マニュアルモード94では、測定可能期間91内の入力部270等のファインダによる測定指示時、自動連続モード95では、測定可能期間91の開始タイミング直後又は Δt 後所定間隔（ δt ）で複数回、マニュアル連続モード96では、測定可能期間91内の測定指示後所定間隔（ δt ）で複数回、それぞれ測定が行われる。

【0062】つぎに、演算部210は、第1及び第2信号を測定に十分なだけ取得するために所定の回数以上、測定を行ったかどうかを判定する（S119）。演算部210は、ステップS119で所定の回数以上、測定を行っていない場合、再び、ステップS109に戻る。一方、演算部210は、ステップS119で所定の回数以上、測定を行った場合、測定部111は、つぎに、第1又は第2受光信号に基づき光学特性を求める（S121）。ここで、光学特性とは、例えば、収差（角膜、眼内、眼）屈折力、角膜形状などである。すなわち、ステップS121では、演算部210は、第1測定系につい

ては、ハルトマン波面センサーの測定原理によって光学特性を計算する。これによって得られるのは眼球光学系の波面収差（眼球波面収差）である（図9（A）参照）。また、第2測定系については、角膜の傾きが得られているので、演算部210により、これから角膜の高さを計算して、角膜を光学レンズ（鏡面）と同様に扱うことにより光学特性が計算される。こちらで得られるのは角膜前面で発生する波面収差（角膜波面収差）である（図9（B）参照）。

【0063】つぎに、演算部210の測定部111は、出力データを計算し、ステップS121による測定結果をメモリ240に記憶する（S122）。出力データとしては、例えば、基準座標系のデータ、測定データ、被検眼の収差量それ自体、光学特性データ、手術装置で切除するために必要とされるアブレーション量などを演算して求める

【0064】つぎに、演算部210は、ステップS122によりメモリ240に記憶された測定結果・出力データを、表示部230に表示する（S123）。表示部240による光学特性の表示は、例えば、図9に示した様に、第1測定系に関する眼球波面収差マップと、第2測定系に関する角膜波面収差マップが別個に表示されるのと同時に、

（差分波面収差マップ）＝（眼球波面収差マップ）－（角膜波面収差マップ）

も表示される（図9（C）参照）。この差分波面収差マップは、光学的には、眼球光学系の角膜前面を除いた、内部の光学系の収差に対する影響を示しており、主に水晶体の屈折率分布に異常が生じるような疾患、たとえば白内障の診断に非常に役立つマップである。

【0065】さらに、必要に応じて、これらの出力データを出力することができる。ここで、出力の形態は、例えば、次の態様がある。

【0066】①オフライン的な態様で、フロッピー（登録商標）ディスク、CD-ROM等の記録媒体や、信号ライン無線ライン等のインタフェースで出力され、その後手術が別の時期に行われる形態。

②出力データがオンラインで手術装置300に信号ライン等のインタフェースで繋がっており、手術の際に連続的又は切換により被検眼の光学特性を測定するような形態。

以上のように、データ出力の後、測定が未了であれば繰り返し、終了であれば測定終了となる（S125）。

【0067】（2）第2の実施の形態

図10に、眼特性測定についての第2の実施の形態の説明図を示す。この第2の実施の形態では、測定タイミング決定部117は、例えば、第2信号により、第1測定タイミング決定要因に従い測定可否について第1の判断を行い、測定可能と判断された後、さらに、第1信号及び／又は第2信号で、第2測定タイミング決定要因に従

い測定可否について第2の判断を行う。複数の測定タイミング決定要因により測定が可能であると判断されると、測定可能範囲91を設定し、第1及び第2信号を取り込む。なお、第1測定タイミング決定要因による第1の判断は、第1信号でも、第1及び第2信号の両方についてでもよい。

【0068】図11は、本発明に関する眼光学特性測定装置の動作を示す第2の実施の形態のフローチャートである。まず、第1の実施の形態と同様に、測定モードの選択(S201)、前眼部像の測定(S203)、アラ

イメント(S205、S207)の各処理が実行される。

【0069】つぎに、光学特性測定装置100は、入力部270により設定された第1測定タイミング決定要因に従い、第2光源を点灯する(S209)。演算部210の測定タイミング決定部117は、第1測定タイミング決定要因に従い、測定タイミングとしての期間である測定可能期間91の設定が可能かどうかを判定する(S213)。測定タイミング決定部117は、各測定タイ

ミング決定要因に応じた決定条件に従い、測定可能であると判断すると、測定可能であることを表示部230のランプ、又は、スピーカなどにより可視又は可聴表示する(S214)。

【0070】つぎに、光学特性測定装置100は、入力部270により設定された第2測定タイミング決定要因に従い、第1光源及び/又は第2光源を点灯する(S215)。演算部210の測定タイミング決定部117は、第2測定タイミング決定要因に従い、測定タイミングとしての期間である測定可能期間91の設定が可能かどうかを判定する(S217)。測定タイミング決定部117は、各測定タイミング決定要因に応じた決定条件に従い、測定可能であると判断すると(S219)、ステップS101で選択された各モードにより第1及び第2信号の測定が行われる。ステップS219で測定可能期間91を設定できない場合、再び、ステップS215に戻る。

【0071】つぎに、第1の実施の形態と同様に、演算部210は、設定されたモードに従い、第1及び第2信号を同時又は略同時に取り込む(S221)。つぎに、演算部210は、第1及び第2信号を測定に十分なだけ取得するために所定の回数以上、測定を行ったかどうかを判定する(S222)。演算部210は、ステップS226で所定の回数以上、測定を行っていない場合、再び、ステップS209に戻る。一方、演算部210は、ステップS222で所定の回数以上、測定を行った場合、例えば、被測定眼60の光学特性を第1信号により演算し、さらに、被測定眼60の角膜形状を第2信号により演算する(S223)。演算部210は、ステップS223による測定結果をメモリ240に記憶する(S224)。演算部210は、ステップS224によりメ

モリ240に記憶された測定結果を、表示部230に表示する(S225)。演算部210は、上述の各処理による測定を終了するかどうかを判定して、終了しない場合は、再び、ステップS203に戻る(S227)。

【0072】(3)第3の実施の形態

図12に、眼特性測定についての第3の実施の形態の説明図を示す。この第3の実施の形態は、例えば、第1信号及び第2信号の取り込み、その後第1信号又は/及び第2信号で測定対象信号として使用可能であるか否かを決定する場合の動作を示している。演算部210の測定対象信号決定部118は、例えば、同時又は略同時に取り込まれた第1及び第2信号のチェックを行う。測定対象信号決定部118は、予め定められた測定タイミング決定要因に従い、いずれか又は両信号に基づき測定された信号が測定対象信号として使用可能であると判断すると、これら両信号を採用して、以後の眼特性の演算処理を実行する。

【0073】図13は、本発明に関する眼光学特性測定装置の動作を示す第3の実施の形態のフローチャートである。まず、第1の実施の形態と同様に、測定モードの選択(S301)、前眼部像の測定(S303)、アラ

イメント(S305、S307)の各処理が実行される。つぎに、光学特性測定装置100は、第1光源及び第2光源を点灯する(S309)。選択されたモードに従い、演算部210は、第1及び第2信号を同時又は略同時に取り込む(S311)。ここで、演算部210は、自動モードでは、適宜のタイミングによりひとつ又は複数連続で両信号を取込み、一方、マニュアルモードでは、操作の測定指示によりひとつ又は複数連続で両信号を取込む。つぎに、演算部210は、第1及び第2信号を測定に十分なだけの所定対象信号数をメモリ240に記憶したかどうかを判定する(S312)。この所定対象信号は、例えば、入力部270等により予め設定される。演算部210は、ステップS312で所定対象信号数をメモリ240に記憶していない場合、再び、ステップS309に戻る。

【0074】一方、ステップS312で所定対象信号数をメモリ240に記憶した場合、演算部210の測定対象信号決定部118は、例えば、第1信号及び/又は第2信号で予め定められた測定タイミング決定要因により、取り込まれた第1及び第2信号の各組が測定対象として適当か否かを判断する(S313)。ここで、演算部210は、ステップS313で取得した対象信号決定要因において、対象信号が所定数あるかどうかを判定し(S315)、所定対象信号数になるまでステップS309に戻り上述の処理を繰り返す。つぎに、演算部210の測定対象信号決定部118は、メモリ240に記憶された対象信号の中から、入力部270等で予め定められたひとつ又は複数の対象信号を採用する。以降は、上述の実施の形態と同様に、演算部210は、これら第1

及び第2受光信号に基づき光学特性を求める(S317)。つぎに、演算部210は、出力データを計算し、メモリ240に記憶し(S319)、表示部230に表示し(S321)、必要に応じて、これらの出力データを出力する。その後、測定が未了であれば処理を繰り返し、終了であれば測定終了となる(S323)。

【0075】(4)第4の実施の形態

図14に、眼特性測定についての第4の実施の形態の説明図を示す。この第4の実施の形態は、例えば、第1信号で測定タイミングを決定し、第1信号及び第2信号の取り込み後に測定対象信号を決定する場合の動作を示している。演算部210の測定タイミング決定部117は、まず、第1信号を入力して測定タイミング決定要因に従いチェックを行う。なお、このチェックは、第2信号又は両信号により行われてもよい。測定タイミング決定部117により測定可能期間であると判断されると、演算部210の測定対象信号決定部118は、測定可能期間91内で、第1信号及び第2信号を同時又は略同時に取り込み、第1及び第2信号の測定チェックを行う。測定対象信号決定部118は、予め定められた測定タイミング決定要因に従い、いずれか又は両信号に基づき測定された信号が測定対象信号として使用可能であると判断すると、これら両信号を採用して、以後の眼特性の演算処理を実行する。

【0076】図15は、本発明に関する眼光学特性測定装置の動作を示す第4の実施の形態のフローチャートである。まず、第1の実施の形態と同様に、測定モードの選択(S401)、前眼部像の測定(S403)、アライメント(S405、S407)の各処理が実行される。

【0077】つぎに、光学特性測定装置100は、入力部270により設定された第1測定タイミング決定要因に従い、第1光源を点灯する(S409)。演算部210の測定タイミング決定部117は、測定タイミング決定要因に従い、測定タイミングとしての期間である測定可能期間91の設定が可能かどうかを判定する(S411)。測定タイミング決定部117は、各測定タイミング決定要因に応じた決定条件に従い、測定可能であると判断すると(S413)、測定可能であることを表示部230等により可視又は可視表示する。(S415)。

【0078】つぎに、第3の実施の形態と同様に、光学特性測定装置100は、第1光源及び第2光源を点灯する(S419)。入力部270により設定されたモードに従い、演算部210は、第1及び第2信号を同時又は略同時に取り込み(S421)、第1及び第2信号を測定に十分なだけの所定対象信号数をメモリ240に記憶したかどうかを判定する(S422)。演算部210は、ステップS422で所定対象信号数をメモリ240に記憶していない場合、再び、ステップS419に戻る。

【0079】一方、ステップS422で所定対象信号数をメモリ240に記憶した場合、演算部210の測定対象信号決定部118は、例えば、第1信号及び/又は第2信号で予め定められた測定タイミング決定要因により、取り込まれた第1及び第2信号の各組が測定対象として適当か否かを判断する(S423)。ここで、演算部210は、ステップS423で取得した対象信号決定要因において、対象信号が所定数あるかどうかを判定し(S425)、所定対象信号数になるまでステップS419に戻り上述の処理を繰り返す。演算部210の測定対象信号決定部118は、メモリ240に記憶された対象信号の中から入力部270等で予め定められたひとつ又は複数の対象信号を採用する。以降は、上述の実施の形態と同様に、演算部210は、これら第1及び第2受光信号に基づき光学特性を求める(S427)。つぎに、演算部210は、出力データを計算し、メモリ240に記憶し(S429)、表示部230に表示し(S431)、必要に応じて、これらの出力データを出力する。その後、測定が未了であれば処理を繰り返し、終了であれば測定終了となる(S433)。

【0080】

【発明の効果】本発明によると、以上のように、第1信号及び第2信号を同時に取り込み、被測定眼の光学特性及び角膜形状を同時に測定することができる眼特性測定装置を提供することができる。また、本発明によると、第1信号及び第2信号を同時又は連続的に取り込むことができる。また、本発明によると、第1信号及び第2信号の状態が測定に及ぼす影響を考慮して、第1信号及び第2信号の状態が、信頼性の高い測定結果を得られるような状態になったときに測定を行うことができる。

【0081】また、本発明によると測定に影響を与える複数の要因の適否を判断して、適切な測定タイミングを決定することができる。また、本発明によると、第1信号及び第2信号を同時に複数回続けて取り込むことができる。また、本発明によると、測定に相応しい第1信号及び第2信号を取り込むタイミングを決定することができる。

【図面の簡単な説明】

【図1】本発明に関する眼光学特性測定装置の概略光学系100を示す図。

【図2】ブラチドリングの一例を示す構成図。

【図3】本発明に関する眼光学特性測定装置の概略電気系200を示すブロック図。

【図4】本発明の眼特性測定装置の演算部に関する詳細構成図。

【図5】第1信号及び第2信号に関する測定タイミング決定要因についての説明図。

【図6】第1及び第2受光部により受光された画像の説明図。

【図7】眼特性測定についての第1の実施の形態の説明

図。

【図8】本発明に関する眼光学特性測定装置の動作を示す第1の実施の形態のフローチャート。

【図9】眼特性測定についての説明図。

【図10】眼特性測定についての第2の実施の形態の説明図。

【図11】本発明に関する眼光学特性測定装置の動作を示す第2の実施の形態のフローチャート。

【図12】眼特性測定についての第3の実施の形態の説明図。

【図13】本発明に関する眼光学特性測定装置の動作を示す第3の実施の形態のフローチャート。

【図14】眼特性測定についての第4の実施の形態の説明図。

【図15】本発明に関する眼光学特性測定装置の動作を示す第4の実施の形態のフローチャート。

【符号の説明】

10 第1照明光学系

11、31、51、55 第1～4光源部

12、32、34、44、52、53 集光レンズ

20 第1受光光学系

21 コリメートレンズ

* 22 ハルトマン板

23、35、54 第1～3受光部

30 第2受光光学系

33、43、45 ビームスプリッター

40 共通光学系

42 アフォーカルレンズ

50 調整用光学系

60 被測定眼

70 第2照明光学系

10 71 ブラチドリリング

80 第2送光光学系

100 眼特性測定装置の光学系

200 眼特性測定装置の電気系

210 演算部

220 制御部

230 表示部

240 メモリ

250 第1駆動部

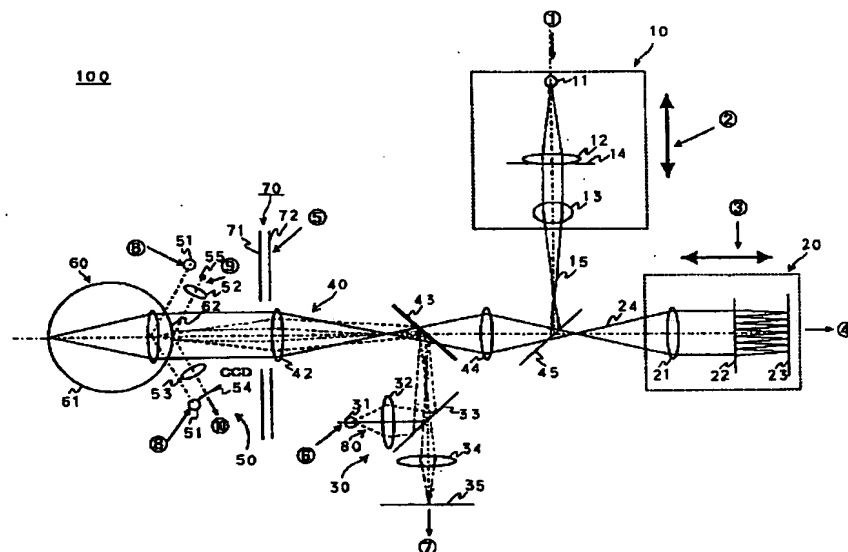
260 第2駆動部

20 270 入力部

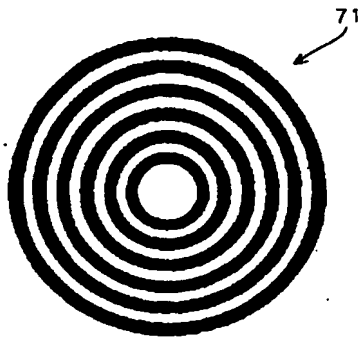
280 付加測定部

*

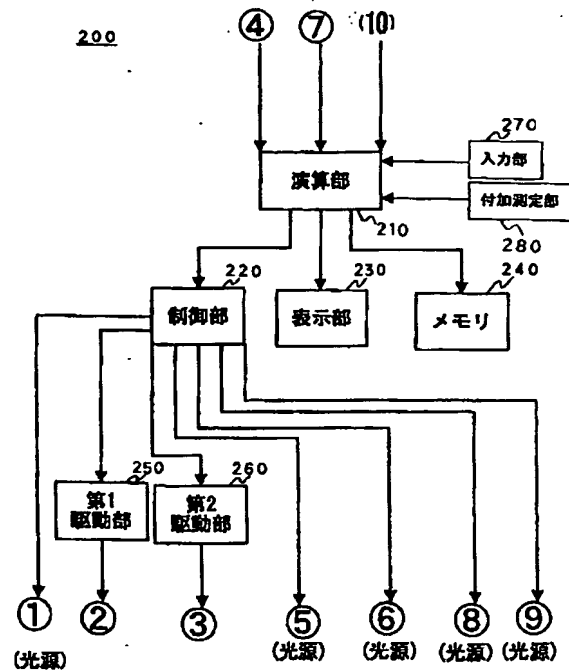
【図1】



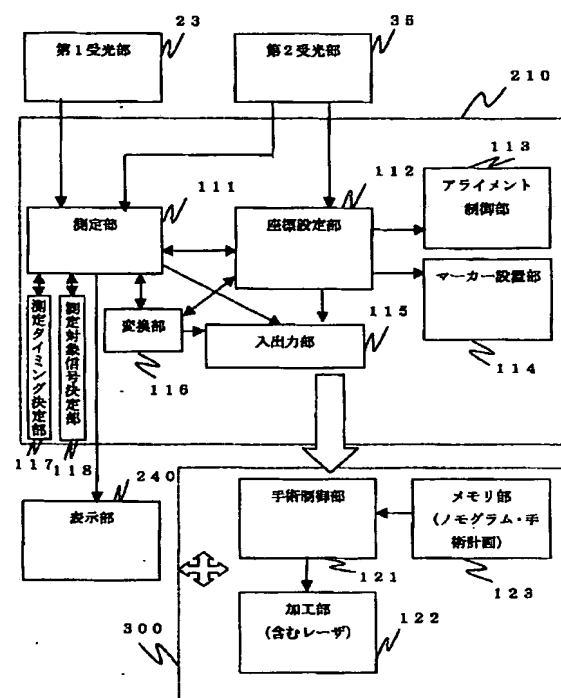
【図2】



【図3】



【図4】



【図5】

第1信号と第2信号により、検出できる要素を示す表

	まばたき	涙液層	瞳孔径	眼の動き	面視状況
第1信号	○	○	○	△	×
第2信号	●	●	●	●	○

凡例: ○…可能 ●…良好 ×…不可 271

同じ要素を異なる信号で検出する場合の適合条件を示す表

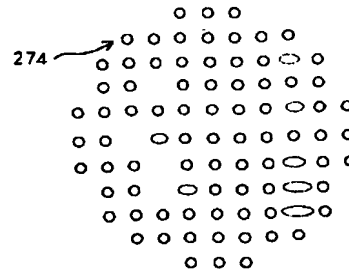
第1・第2信号	○	●	△	×	○	○
---------	---	---	---	---	---	---

異なる要素又は同じ要素を異なる信号で検出する場合の適合条件を示す表

要素	第2信号					
	まばたき	涙液層	瞳孔径	眼の動き	面視状況	
内部屈折	○	○	○	○	○	○
まばたき	○	○	○	○	○	○
涙液層	○	○	○	○	○	○
瞳孔径	○	○	○	○	○	○
眼の動き	○	○	○	○	○	○
面視状況	○	○	○	○	○	○

273

【図6】

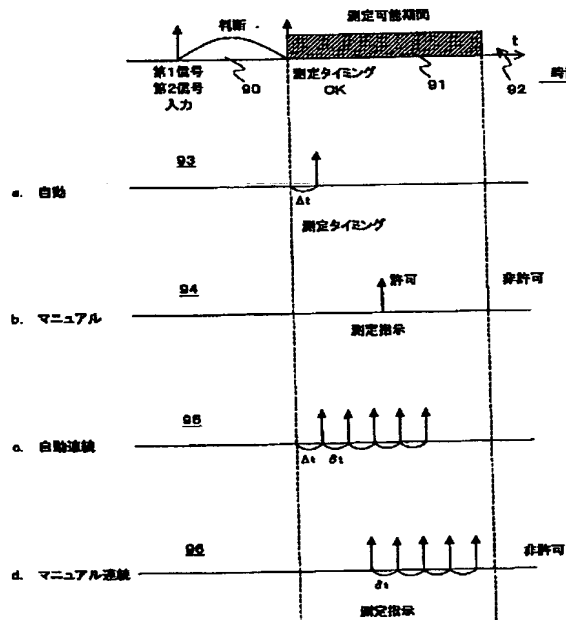


275

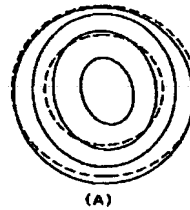


【図9】

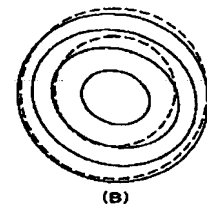
【図7】



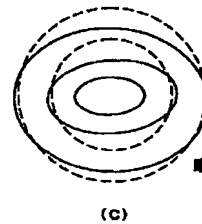
角膜波面収差マップ



眼球波面収差マップ

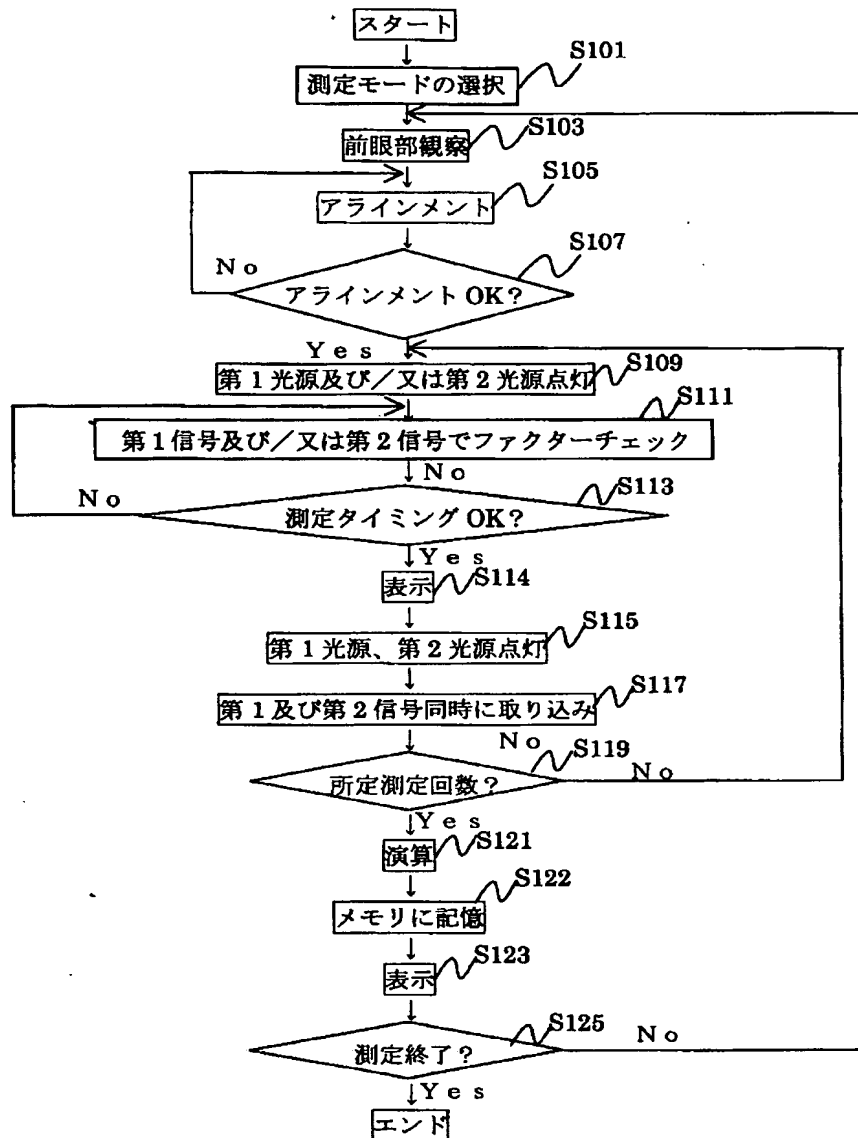


差分波面収差マップ

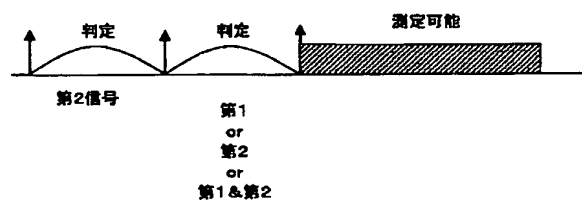


眼内収差

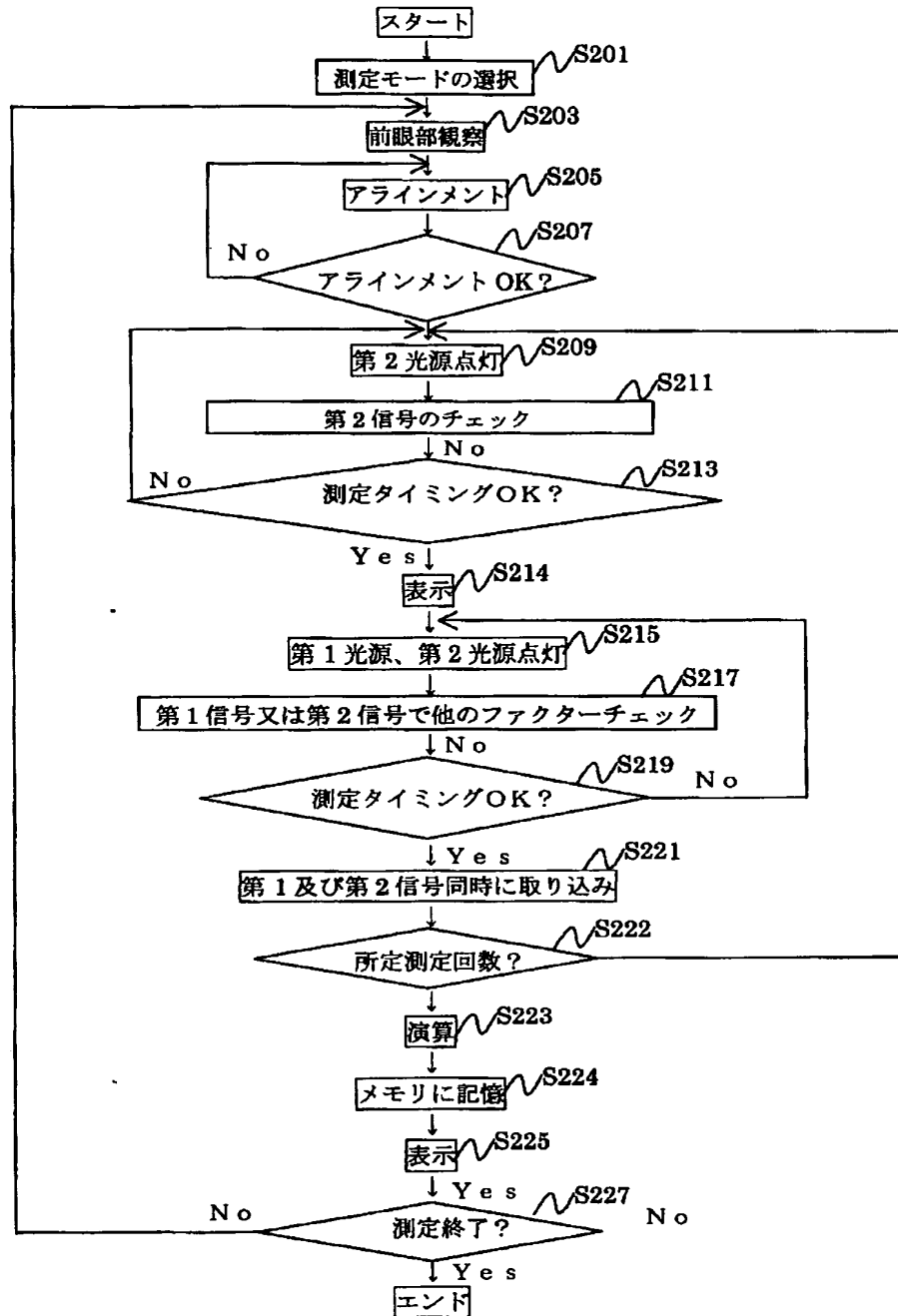
【図8】



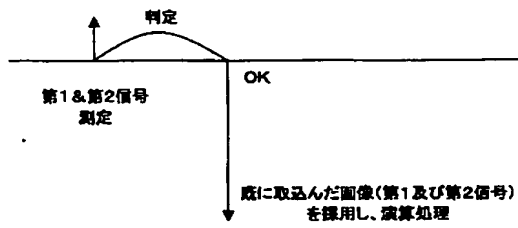
【図10】



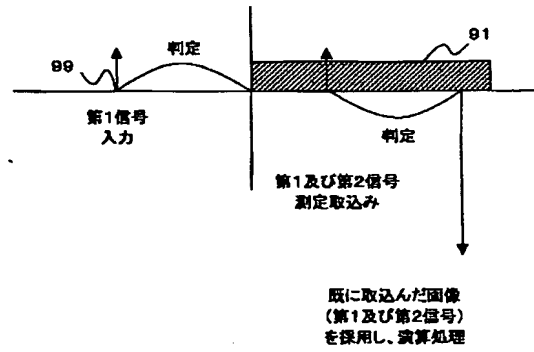
【図11】



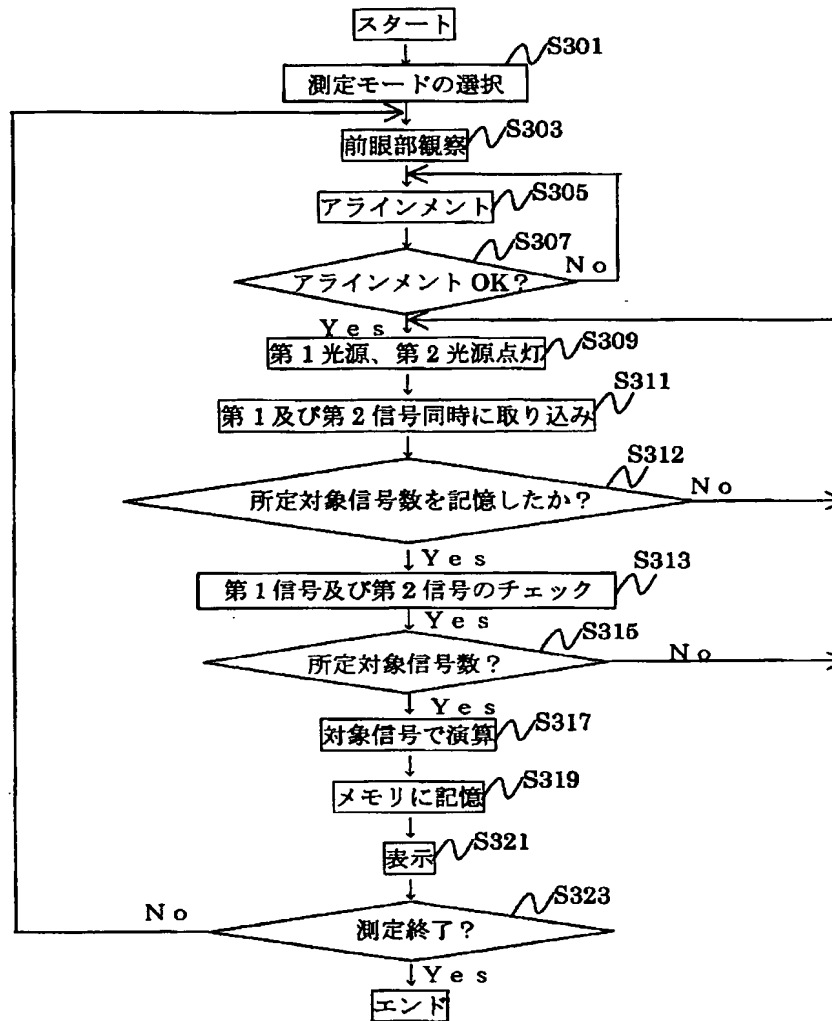
【図12】



【図14】



【図13】



【図15】

